

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-350104

(43)Date of publication of application : 21.12.2001

(51)Int.Cl.

G02B 23/26

A61B 1/00

A61B 1/04

G02B 23/24

(21)Application number : 2001-063704

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 07.03.2001

(72)Inventor :  
MURATA MASANAO  
OBATA MITSUO  
ONO MITSUNOBU  
ISHIMURA TOSHIKI

(30)Priority

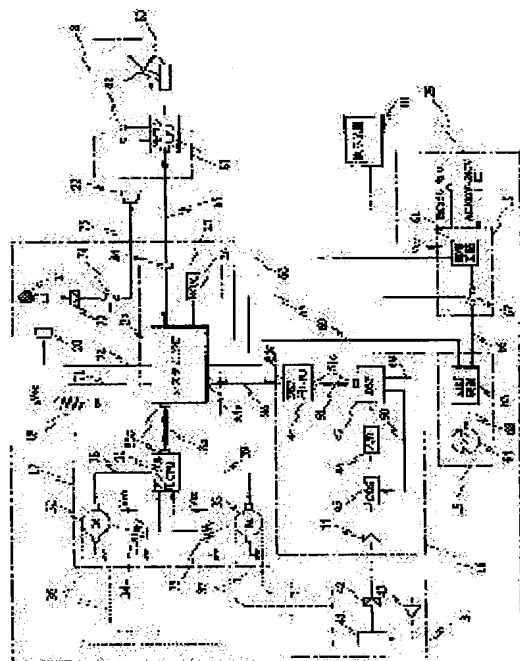
Priority number : 2000101123 Priority date : 03.04.2000 Priority country : JP

## (54) ENDOSCOPIC DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To improve the ease of use by integrating the intricate functions of respective devices.

SOLUTION: The endoscopic device 1 has an industrial endoscope 3, a remote controller unit 8, a light source unit 15, a CCU 16, an electrically driven curving unit 17, a drum rotating VR 18, a power source unit 19, a buzzer 20, a microphone 21, etc. A basic system 25 is so constituted that the respective devices and units are controlled by a system CPU 24 in a control unit 23. A system CPU 24 in the control unit 23 is connected by signal lines 85 and 86 to a CPU 31 for angle within the electrically driven curving unit 17 and a CPU 48 for DSP within the CCU 16 and is connected to a CPU 81 for remote control within the remote controller unit 8 by a signal line 87 through a connector 84.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号  
特開2001-350104  
(P2001-350104A)

(43)公開日 平成13年12月21日(2001.12.21)

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テーマト* (参考)
G 0 2 B 23/26		G 0 2 B 23/26	Z 2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00	3 1 0	A 6 1 B 1/00	3 1 0 H 4 C 0 6 1
	1/04		3 7 2
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	B

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 20 頁)

(21)出願番号 特願2001-63704(P2001-63704)  
(22)出願日 平成13年3月7日(2001.3.7)  
(31)優先権主張番号 特願2000-101123(P2000-101123)  
(32)優先日 平成12年4月3日(2000.4.3)  
(33)優先権主張国 日本 (J P)

(71)出願人 000000376  
オリンパス光学工業株式会社  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号  
(72)発明者 村田 雅尚  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内  
(72)発明者 小畑 光男  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内  
(74)代理人 100076233  
弁理士 伊藤 進

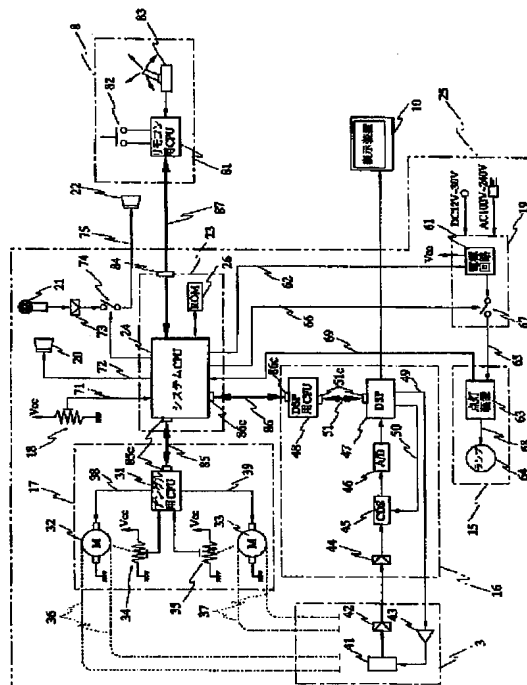
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 各装置の複雑な機能を統合し使い易さを向上させる。

【解決手段】 内視鏡装置1は、工業用内視鏡3、リモートコントローラユニット8、光源ユニット15、CCU16、電動湾曲ユニット17、ドラム回転VR18、電源ユニット19、ブザー20、マイク21等を備え、これらの各装置及びユニットは制御ユニット23内のシステムCPU24により制御されるように、基本システム25を構成している。制御ユニット23内のシステムCPU24は、電動湾曲ユニット17内のアングル用CPU31及びCCU16内のDSP用CPU48と信号ライン85、86により接続され、また、コネクタ84を介することで信号ライン87によりリモートコントローラユニット8内のリモコン用CPU81に接続される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 通信手段を有し、前記通信手段で受信した制御信号に基づいて機能ユニットに制御信号を出力するメイン制御手段と、  
前記通信手段に操作信号を送受信するために設けられた接続手段と、  
前記接続手段に着脱自在に接続し、前記メイン制御手段に前記操作信号を出力する遠隔操作手段とを備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】 通信手段を有し、前記通信手段で受信した制御信号に基づいて機能ユニットに制御信号を出力するメイン制御手段と、  
前記通信手段に操作信号を送受信するために設けられた第1の接続手段と、  
前記第1の接続手段に着脱自在に接続し、前記メイン制御手段と制御情報を送受信する拡張通信手段を有し、拡張された機能を制御する拡張制御手段と、  
前記拡張制御手段に操作信号を送受信するために設けられた第2の接続手段と、  
前記第1の接続手段または前記第2の接続手段に着脱自在に接続し、前記メイン制御手段及び前記拡張制御手段に前記操作信号を出力する遠隔操作手段とを備えたことを特徴とする内視鏡装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は内視鏡装置、更に詳しくは複数の機能ユニットの制御部分に特徴のある内視鏡装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】近年、撮像素子を先端部に備えた挿入部を管腔内に挿入し観察部位を撮像する電子内視鏡を備えた内視鏡装置が医療用あるいは工業用として広く用いられるようになってきた。

【0003】このような従来の内視鏡装置は、図19に示すように、管腔内の観察部位を撮像する電子内視鏡901と、電子内視鏡901からの撮像信号を信号処理するCCU（カメラコントロールユニット）902と、電子内視鏡901に照明光を供給する光源装置903と、CCU902により信号処理された映像信号を記録する画像記録装置905と、画像記録装置905を介してCCU902により信号処理された映像信号により内視鏡画像を表示する表示装置904とを備えて構成される。

【0004】電子内視鏡901は、管腔内に挿入する挿入部911と、挿入部911の基端側に連設された操作部912と、操作部912から延出したユニバーサルケーブル913とからなり、ユニバーサルケーブル913のスコープコネクタ914はCCU902に接続され、ユニバーサルケーブル913のライトガイド915に設置されているライトガイドコネクタ916は光源装置903に接続される。

【0005】CCU902のビデオ信号は映像ケーブル917により画像記録装置905に接続され、画像記録装置905は、CCU902からのビデオ信号を受け取り、装置カードコネクタ918に着脱可能なメモリカード919に画像を記録できるようになっている。

【0006】画像記録装置905から出力されるVideo信号は表示装置904に接続され、表示装置904では内視鏡の観察画像を表示する。

【0007】ここで、ACアダプタ920はCCU902、画像記録装置905、表示装置904に電源を供給する電源装置である。

【0008】また、電子内視鏡901、CCU902、光源装置903、表示装置904、画像記録装置905は、それぞれに設けられた操作スイッチ901a、902a、903a、904a、905aを用い、個別に操作される。

## 【0009】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、これらの装置（電子内視鏡901、CCU902、光源装置903、表示装置904、画像記録装置905）は、それぞれスタンドアロンの装置で構成され、各装置間を映像ケーブルで接続し、かつそれぞれの装置の電源供給用の機器（ACアダプタ920、AC電源ケーブル921）が必要であった。

【0010】また、各装置の操作は、装置毎に設置されている操作スイッチ901a、902a、903a、904a、905aを用いて、「操作スイッチ901aは電子内視鏡901」「操作スイッチ902aはCCU902」「操作スイッチ903aは光源装置903」「操作スイッチ904aは表示装置904」「操作スイッチ905aは画像記録装置905」といったようにそれぞれの装置の操作を個別に行っていた。

【0011】すなわち、従来は、電子内視鏡901、CCU902、光源装置903、表示装置904、画像記録装置905等の内視鏡システムを構成する各機器を各装置毎に接続し、ているため各装置間の接続が複雑になると共に、スタンドアロン型の各装置を組合せて利用するためのユーザインターフェースの統一感がとれなく、使いづらく、かつシステムサイズが大きく、システム重量も重くなるといった問題がある。

【0012】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、各装置の複雑な機能を統合し使い易さを向上させることのできる内視鏡装置を提供することを目的としている。

## 【0013】

【課題を解決するための手段】本発明の請求項1の内視鏡装置は、通信手段を有し前記通信手段で受信した制御信号に基づいて機能ユニットに制御信号を出力するメイン制御手段と、前記通信手段に操作信号を送受信するために設けられた接続手段と、前記接続手段に着脱自在に

10

20

30

40

50

接続し、前記メイン制御手段に前記操作信号を出力する遠隔操作手段とを備えて構成される。

【0014】本発明の請求項2の内視鏡装置は、通信手段を有し前記通信手段で受信した制御信号に基づいて機能ユニットに制御信号を出力するメイン制御手段と、前記通信手段に操作信号を送受信するために設けられた第1の接続手段と、前記第1の接続手段に着脱自在に接続し前記メイン制御手段と制御情報を送受信する拡張通信手段を有し拡張された機能を制御する拡張制御手段と、前記拡張制御手段に操作信号を送受信するために設けられた第2の接続手段と、前記第1の接続手段または前記第2の接続手段に着脱自在に接続し前記メイン制御手段及び前記拡張制御手段に前記操作信号を出力する遠隔操作手段とを備えて構成される。

【0015】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【0016】第1の実施の形態：図1ないし図5は本発明の第1の実施の形態に係わり、図1は内視鏡装置の外観を示す外観図、図2は図1の内視鏡装置の構成を示すブロック図、図3は図2のシステムCPU24の内部構成を示すブロック図、図4は図2の信号ラインにおける通信のルールを説明する説明図、図5は図1の内視鏡装置の変形例を示す図である。

【0017】（構成）図1に示すように、本発明の第1の実施の形態の工業用に用いられるドラム式の内視鏡装置1は、柔軟性を有する細長の挿入部2を備えた工業用内視鏡3と、長尺の挿入部2を外周部に巻き取る円筒形状のドラム部4と、ドラム部4を回動自在な状態で保持する箱形の本体部5と、本体部5の上端に設けられコネクタ類を配置したフロントパネル6と、フロントパネル6にケーブル7を介して接続されるリモートコントローラユニット8と、伸縮式のモノポッド9の先端に回動自在に保持された例えば液晶モニターからなる表示装置10と、収納される機器に加わる衝撃力を抑える緩衝部材を備えた収納蓋11と、DCケーブル12を介してDC電源を供給するバッテリー13とから構成され、フロントパネル6に接続したACケーブル14を介して商用電源を供給できるようになっている。

【0018】また、ドラム部4内には工業用内視鏡3の照明光伝送手段としてのライトガイドに照明光を供給する光源ユニット15と、工業用内視鏡3の挿入部2の先端硬質部2a内に設けた撮像装置に対する信号処理を行うCCU（カメラコントロールユニット）16と、挿入部2の湾曲部2bを湾曲駆動する電動湾曲ユニット17と、ドラム部4の回転数を検知するドラム回転VR（ボリューム）18等が収納されてある。

【0019】図2に示すように、本実施の形態の内視鏡装置1は、工業用内視鏡3、リモートコントローラユニット8、光源ユニット15、CCU16、電動湾曲ユニ

ット17、ドラム回転VR18の他に、バッテリー13からのDC12V～30Vの直流電源を入力すると共にACケーブル14を介してAC100V～240Vの商用電源を入力して光源ユニット15を駆動すると共に装置内の電圧Vccの回路電源を生成する電源ユニット19、警告を発するブザー20、音声を入力するマイク21等を備え、これらの各装置及びユニットは制御ユニット23内のシステムCPU24により制御されるように、基本システム25を構成している。

【0020】ここで、ROM26は、システムCPU24の制御機能を決定するプログラムを格納するメモリである。また、マイク21に入力された音声はスピーカ22により拡声することができるようになっている。

【0021】電動湾曲ユニット17は、ユニットを制御するアングル用CPU31と、湾曲部2bを上下方向に湾曲させるためのU/Dモータ32と、湾曲部2bを左右方向に湾曲させるためのL/Rモータ33と、U/Dモータ32による上下方向の湾曲量を検出しアングル用CPU31に出力するU/Dポテンションメータ34と、L/Rモータ33による左右方向の湾曲量を検出しアングル用CPU31に出力するL/Rポテンションメータ35と、湾曲部2bの先端湾曲駒に接続されU/Dモータ32による駆動力を伝達し湾曲部2bを上下方向に湾曲させるU/Dアングルワイヤ36と、湾曲部2bの先端湾曲駒に接続されL/Rモータ33による駆動力を伝達し湾曲部2bを左右方向に湾曲させるL/Rアングルワイヤ37とより構成されている。

【0022】アングル用CPU31は、システムCPU24の制御指令を受け、モータ駆動（U/D）信号38によりU/Dモータ32を駆動制御し、かつモータ駆動（L/R）信号39によりL/Rモータ33を駆動制御する。

【0023】そして、U/Dモータ32が回転することにより、U/Dアングルワイヤ36が引っ張られ、U/Dポテンションメータ34の上下回転VRが変位する。アングル用CPU31はU/Dポテンションメータ34の上下回転VRの値を検出することで上下方向における湾曲量を検知する。

【0024】同様に、L/Rモータ33が回転することにより、L/Rアングルワイヤ37が引っ張られ、L/Rポテンションメータ35の左右回転VRが変位する。アングル用CPU31はL/Rポテンションメータ35の左右回転VRの値を検出することで左右方向における湾曲量を検知する。

【0025】工業用内視鏡3の挿入部2の先端硬質部2a内に設けた撮像装置は、固体撮像素子であるCCD41と、アンプ42と、バッファ43とより構成される。

【0026】また、CCU16は、アンプ42で増幅されたCCD出力をさらに増幅するアンプ44と、アンプ44の出力を相関二重サンプリングするCDS45と、

10

20

30

40

50

CDS 45 の出力をデジタル信号に変換する A/D 変換器 46 と、A/D 変換器 46 によりデジタル信号となった撮像信号に対してホワイトバランス処理、色調処理、輪郭強調処理等の公知の映像信号処理を行い表示装置 10 に映像信号を出力する DSP (デジタルシグナルプロセッサ) 47 と、この DSP 47 を制御する DSP 用 CPU 48 とを備えて構成される。

【0027】DSP 47 からは、CCD 駆動パルス 49 が出力され、工業用内視鏡 3 においてバッファ 43 により再生中継され CCD 41 に入力され、CCD 41 が駆動されるが、CDS 45 には CCD 駆動パルス 49 に同期したタイミング信号 50 が入力されており、CDS 45 における相関二重サンプリングはタイミング信号 50 に基づいて行われる。

【0028】CCU 16 では、システム CPU 24 からの制御情報を DSP 用 CPU 48 が受け、制御情報を DSP 47 に内部バス 51 を介して送信する。内部バス 51 は着脱可能なコネクタ 51c により DSP 用 CPU 48 と DSP 47 とに接続されている。また、DSP 47 から出力された映像信号である Video 出力 52 は、表示装置 10 の LCD パネル等に入力され、観察画像が表示される。

【0029】電源ユニット 19 は、AC 電源または DC 電源 (バッテリー 13 : 図 1 参照) を接続することにより、電源回路 61 が基本システム 25 内の各ユニット等の各種電源 Vcc を出力する。この電源ユニット 19 は、システム CPU 24 からのパワーオン信号 62 により ON/OFF 制御される。

【0030】また、電源回路 61 は、光源ユニット 15 内の点灯装置 63 にランプ 64 を点灯させる点灯電圧 65 を出力するが、点灯電圧 65 は、ランプ ON/OFF 信号 66 によりスイッチ 67 によって制御される。そして、光源ユニット 15 内の点灯装置 63 は、点灯電圧 65 を受けランプ 64 の点灯用のランプドライブパルス 68 を発生させる。また、点灯装置 63 は、ランプ切れによる故障またはランプ立ち消え等の時には、ランプ検知信号 69 をシステム CPU 24 に送出し、ランプ 64 の異常を伝える。

【0031】ドラム回転 VR 18 は、工業用内視鏡 3 の挿入部 2 を巻き取るドラム部 4 の回転数を検知する機能を持ち、ドラム回転位置信号 71 をシステム CPU 24 へ送出し、ドラム回転の状態から挿入部 2 がどれほどの長さ引き出されているかをシステム CPU 24 に知らせる。

【0032】また、ブザー 20 へは、システム CPU 24 から操作音、警告音として、ブザー信号 72 が入力され、基本システム 25 の操作及び動作状態に応じて、ブザーから音出力される。

【0033】さらに、マイク 21 からの出力はアンプ 73 により増幅されスイッチ 74 に入力され、スイッチ 7

4 はシステム CPU 24 により制御される。すなわち、システム CPU 24 からのミュート信号を受け、スイッチ 74 が開放の時は音声ミュート状態になり、またスイッチ 74 が閉じた時はアンプ 73 の信号は、オーディオ信号 75 として、スピーカ 22 へ伝達される。

【0034】リモートコントローラユニット 8 は、リモコン用 CPU 81 を内蔵し、このリモコン用 CPU 81 には制御モード選択用の複数のスイッチ 82 及びアングルレバー 83 が接続されており、アングルレバー 83 には、電動湾曲ユニット 17 を制御する制御情報をリモコン用 CPU 81 へ出力している。

【0035】リモコン用 CPU 81 は、アングルレバー 83 からの情報やスイッチ 82 の制御情報をフロントパネル 6 に設けられたコネクタ 84 (図 1 参照) を介し、システム CPU 24 へ送信するようになっている。

【0036】制御ユニット 23 内のシステム CPU 24 は、電動湾曲ユニット 17 内のアングル用 CPU 31 及び CCU 16 内の DSP 用 CPU 48 と信号ライン 85、86 により接続される。信号ライン 85 は着脱可能なコネクタ 85c によりシステム CPU 24 と DSP 用 CPU 48 に接続され、信号ライン 86 は着脱可能なコネクタ 86c によりシステム CPU 24 とアングル用 CPU 31 に接続されている。また、コネクタ 84 を介することで信号ライン 87 によりリモートコントローラユニット 8 内のリモコン用 CPU 81 に接続される。

【0037】図 3 に示すように、システム CPU 24 内には、コアとなる CPU マイコン 24a と、CPU マイコン 24a のキャッシュ用の RAM 24b と、CPU マイコン 24a のプログラムを格納する EEPROM 24c と、グラフィックデータを生成するグラフィックコントローラ 24d とが設けられ、CPU マイコン 24a、RAM 24b、EEPROM 24c 及びグラフィックコントローラ 24d は制御バス 24e により接続されている。また、グラフィックコントローラ 24d にはグラフィック専用の RAM 24f が接続されている。

【0038】さらに、制御バス 24e にはシリアル通信インターフェイス (シリアル I/F) 24g が接続され、シリアル通信インターフェイス (シリアル I/F) 24g は各機能ユニットの CPU (DSP 用 CPU 48、アングル用 CPU 31) と制御情報の通信をすると共に、リモコン用 CPU 81 と操作情報の通信を行うようになっている。

(作用) 次に、このように構成された本実施の形態の内視鏡装置 1 の作用について説明する。

【0039】信号ライン 85、86、87 による制御ユニット 23 内のシステム CPU 24 と電動湾曲ユニット 17 内のアングル用 CPU 31、CCU 16 内の DSP 用 CPU 48 及びリモートコントローラユニット 8 内のリモコン用 CPU 81 の通信は、シリアル通信でも良くパラレル通信でも良いが、本実施の形態では、シリアル

通信 (RS232C、USB、IEEE1394等) であり、基本システム25で規定された通信ルールに基づき実行されている。

【0040】信号ライン85、86、87によるシリアル通信 (RS232C、USB、IEEE1394等) で用いている基本システム25で規定された「通信ルール」について説明する。

【0041】図4に示すように、基本システム25で規定された「通信ルール」による制御コマンドは、一つの\*

\* パケット90の形態で信号ライン85、86、87のシリアル伝送ラインを各ユニット間で行き来し、このパケット90は、先頭コード91、宛先ユニットコード92、発信元ユニットコード93、各機能コード94、パラメータコード95及び終了コード96より構成されている。表1に各コードの、コード種類と機能解説を示す。

【0042】

【表1】

コード種類	機能解説
先頭コード	パケットの始まりを示すコード。 (X: コマンド、Y: コマンド応答)
宛先ユニットコード	コマンド送り先ユニットを示すコード。
発信元ユニットコード	コマンド発信元ユニットを示すコード。
各機能コード	各機能毎の制御すべきコードを示す。
パラメータコード	制御対象となる機能のパラメータコードを示す。
終了コード	パケットの終了を示すコード。

(1) 先頭コード91は、パケット90の始まりを示すコードであり、例えば「X」の場合にはコマンドであることを示し、「Y」の場合には、コマンドの応答であることを示す。

【0043】(2) 宛先ユニットコード92は、コマンドの送り先ユニットを示すコードである。

【0044】(3) 発信元ユニットコード93は、コマンドの送信元ユニットを示すコードである。

【0045】(4) 各機能コード94は、各機能ごとの 30 制御すべきコードを示す。

【0046】(5) パラメータコード95は、制御対象になる各機能のパラメータ値を示す。

【0047】(6) 終了コード96は、パケット90の終了を示すコードである。

【0048】上記のコマンド形態に基づいた通信ルールで、信号ライン85、86、87のシリアル通信ラインに制御情報と応答確認情報が伝送される。

【0049】宛先ユニットコード92に該当するユニットは、自分宛てに送られた制御情報と判断し、各機能コード94に割り当てられた制御すべきコードを解釈して、制御モードを選択し、かつパラメータコード95に明示された機能毎のパラメータ値を設定する。 40

【0050】各コマンドに対する問い合わせのコマンドは、先頭コードに例えば「Y」を付加し、送信することで確実に通信制御が行われたか、確認ができる。

【0051】例えばリモートコントローラユニット8内のリモコン用CPU81では、アングルレバー83からの電動湾曲ユニット17を制御する制御情報を上記コマンド形態に基づいた通信ルールに従ってシステムCPU 50

24に送信すると共に、複数のスイッチ82により制御モードを選択する。

【0052】リモートコントローラユニット8における制御モードとしては、例えば工業用内視鏡3のCCD41の露光時間制御、CCU16のDSP47による画像処理における制御等種々ある。

【0053】工業用内視鏡3のCCD41の露光時間制御としては、例えば長時間露光時間の最長露光時間を1/60秒から10秒までの任意の値にユーザが設定できる。これにより別途ユーザにより設定される明るさ目標値に応じて、露光時間は1/60秒から設定された最長露光時間の間で自動切替される。従って、ユーザは最長露光時間を一度設定すると、スローシャッタ動作において常に適切な明るさを得ることができる。

【0054】また、通常管腔内での観察は、管内壁が観察対象となるが、従来の画像処理での明るさ基準は撮像中心部分であって、撮像中心部分が適切な明るさで観察できるようにシャッタスピードやゲイン調整を行うため、管内壁が観察対象となる内視鏡画像処理では、撮像中心部分が空洞であって暗黒となるため、観察対象を適切な明るさで観察することができないといった問題があった。

【0055】そこで、CCU16のDSP47による画像処理における制御としては、例えば内視鏡画像を中心エリアを含む複数のエリアに分割し、中心エリアでの明るさの重み付けを0とし、他のエリアの明るさを適切な値で主に付けを行うことで、内壁に明るさを合わせることを可能とする。

【0056】なお、リモートコントローラユニット8に

ビデオ出力端子及びオーディオ出力端子を持たせ、信号ライン 85、86、87 を介して基本システム 25 で規定された「通信ルール」に従って画像データまたは音声データを入力するようにしてもよい。この場合、ビデオ出力端子またはオーディオ出力端子に LCD 等からなる表示装置あるいはスピーカを接続することが可能となり、観察しやすい位置に表示装置を配置することが可能となる。また、ビデオ出力端子及びオーディオ出力端子に眼鏡形状をしレンズ部分に LCD を有するいわゆるフ

ェイスマウンテッドディスプレイ (FMD) を接続することも可能となり、ユーザは観察姿勢によらず常に最適な内視鏡画像を観察することが可能となる。

【0057】また、各ユニットに書き換え可能な不揮発性メモリ (EEPROM) を持たせ、リモートコントローラユニット 8 が接続されるコネクタ 84 には、調整用のパーソナルコンピュータ (PC) を接続可能とすることができる。この場合、制御ユニット 23 内のシステム CPU 24 は、立ち上げ時にコネクタ 84 にリモートコントローラユニット 8 あるいは調整用のパーソナルコンピュータ (PC) のいずれかが接続されたかを判断し、調整用のパーソナルコンピュータ (PC) が接続されたと判断した場合、基本システム 25 内を調整モード状態に設定する。これにより容易に基本システム 25 を調整用のパーソナルコンピュータ (PC) により調整可能となる。また、EEPROM を各ユニットに持たせることにより、調整用のパーソナルコンピュータ (PC) による調整前のエラー情報を読み取ることが可能となり、容易に不具合を確認することができる。さらに、EEPROM を各ユニットに持たせることにより、前回使用した際の各種設定情報が格納できるので、各ユニット毎に通信を介することなく所望の状態で立ち上げが可能となる。

【0058】また、シリアル通信を RS232C で行う場合、RS232C の信号規格は通常 12V<sub>p-p</sub> であるが、信号ラインの短い基本システム 25 においては 5V<sub>p-p</sub> で行うようにしてもよく、この場合、消費電力が少なく通信回路の構成が簡略化できる。

【0059】(効果) 以上説明したように本実施の形態では、内視鏡装置の各機器の制御を統一した通信により行うと共に、一つのリモートコントローラユニット 8 で制御内容を指示することができるようにしたので、内視鏡装置 1 内の各ユニットの複雑な機能を統合し、使い易さを改善させることができる。

【0060】また、内視鏡装置 1 を構成する各ユニットを、シリアル制御信号線を用いて接続したので、例えば RS232C 通信の場合は、通信を実現する最低限の通信線として、RXD、TXD の 2 線式通信ラインで構成できるため、各装置間の接続配線が簡単になり、信号線数を少なくできている。

【0061】またさらに、ドラム構造を取る場合は、ド

ラム内とドラム外のユニット間をシリアル通信とすることにより、ドラム内外間で伝送する通信線数を削減できその効果は大きい。

【0062】さらに、画像データをシリアル通信ラインで送受信する場合には、USB または IEEE1394 等の高速通信手段が使える、効率良くデータ伝送できる。

【0063】なお、基本システム 25 においては、図 5 に示すように、コネクタ 97 を介して上記「通信ルール」に従って信号ライン 98 によりシステム CPU 24 にシステムソフトウェア書き込み装置 99 を接続することができる。

【0064】従来の内視鏡装置の各装置の機能は、各装置ごとに設定されたハードウェア及びソフトウェアによりあらかじめ設定されており、各装置の機能の改訂を行うには、それぞれ各装置のハードウェア及びソフトウェアを改訂しなければならなかった。

【0065】図 5 のようにシステムソフトウェア書き込み装置 99 を基本システム 25 のシステム CPU 24 に接続することで、システムソフトウェア書き込み装置 99 を用いて、システム CPU 24 によるシステム制御のバージョンアップ、ユーザ毎の設定変更、さらに英独仏語対応などの仕向け地向け設定等に対応したシステムソフトウェアを、ROM 26 へ書き込み、システムの機能を容易に変更できる。ROM 26 は、この場合、書き換え可能な不揮発性メモリ (EEPROM) とする。

【0066】第 2 の実施の形態：図 6 ないし図 10 は本発明の第 2 の実施の形態に係わり、図 6 は内視鏡装置の外観を示す外観図、図 7 は図 6 の内視鏡装置の構成を示すブロック図、図 8 は図 6 の内視鏡装置の第 1 の変形例の構成を示すブロック図、図 9 は図 6 の内視鏡装置の第 2 の変形例の外観を示す外観図、図 10 は図 9 の内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【0067】第 2 の実施の形態は、第 1 の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0068】(構成) 図 6 に示すように、本実施の形態の内視鏡装置 1a は、基本システム 25 の他に本体部 5 内に機能拡張ユニットとして画像記録ユニット 100 を有して構成される。

【0069】図 7 に示すように、この画像記録ユニット 100 内には拡張システム CPU 101 が設けられており、画像記録ユニット 100 の拡張システム CPU 101 は、システム CPU 24 とコネクタ 102 を介し信号ライン 103 により接続される。また、リモートコントローラユニット 8 のリモコン用 CPU 81 は、コネクタ 84 を介し、信号ライン 104 により拡張システム CPU 101 に接続されている。

【0070】なお、信号ライン 103 及び信号ライン 104 における通信は、第 1 の実施の形態で説明した基本システム 25 で規定された「通信ルール」に従って行

れる。

【0071】画像記録ユニット100内には、マイク21からの音声信号をデジタル処理するオーディオ処理回路110と、CCU16のDSP47からの画像信号をデジタル処理する画像処理回路111が設けられている。また、拡張システムCPU101により制御されオーディオ処理回路110及び画像処理回路111で処理されたデジタルデータは、カードコネクタ112を介して着脱可能なメモリカード113へ読み書きされるようになっている。また、カードコネクタ113での読み書き制御は拡張システムCPU101からのカードコントロール信号114により実施している。

【0072】また、画像処理回路111で処理された内視鏡画像は表示装置10に表示され、オーディオ処理回路110で処理された音声はスピーカ22に出力されるようになっている。

【0073】なお、拡張システムCPU101に接続されるROM116は、拡張システムCPU101の制御機能を決定するプログラムを格納するメモリである。

【0074】また、メモリカード113は、図6に示すように、PCMCIAカード113a、CF（コンパクトフラッシュ（登録商標））カード113bからなるため、フロントパネル6にはカードコネクタ112としてPCMCIAスロット115aとCFスロット115bが設けられている。

【0075】その他の構成は第1の実施の形態と同じである。

【0076】（作用）マイク21からの音声信号121は、オーディオ処理回路110に入力され、拡張システムCPU101からのコントロールオーディオ信号122に基づき制御される。オーディオ処理回路110では、音声信号121をメモリカード113に記録するデータ形式に変換しメモリカード113へ読み書きする。またオーディオ処理回路110により処理された信号は、音声信号123としてスピーカ22に出力される。

【0077】CCU16のDSP47からの画像信号124は、画像処理回路111に入力され、拡張システムCPU101からのコントロール画像処理信号125に基づき制御される。画像信号124は、画像処理回路111において、メモリカード113に記録するデータ形式に変換され、メモリカード113に読み書きされるとともに、寸法計測画像処理が実行される。

【0078】この画像処理回路111により処理された信号は、画像信号126として、表示装置10へ出力される。

【0079】本実施の形態の場合、システムCPU24は、拡張システムCPU101に対してスレーブの状態になり、信号ライン103からの拡張システムCPU101の制御指令に基づき制御されることになる。

【0080】また、リモートコントローラユニット8か

らの信号ライン104を介した制御情報により、拡張システムCPU101は、画像記録ユニット100内の制御をする。さらにリモートコントローラユニット8からの制御情報を信号ライン103を介して、システムCPU24へ伝送することにより、システムCPU24へ接続する全ての機能を制御できる。

【0081】その他の作用は第1の実施の形態と同じである。

【0082】（効果）このように本実施の形態では、第1の実施の形態の効果に加え、内視鏡装置内のシステムを拡張させる場合においても、リモートコントローラユニット8からの制御情報に基づいて拡張システムCPU101がシステム全体を制御するので、リモートコントローラユニット8による統一した操作が可能となり、簡便な操作により拡張機能を使用することができる。また、システムが異なっても共通の操作性を実現でき、ユーザの操作性を高めることができる。

【0083】なお、本実施の形態においても、第1の実施の形態の図5に示したシステムソフトウェア書き込み装置99を接続することができる。

【0084】すなわち、図8に示すように、コネクタ61を介して上記「通信ルール」に従って信号ライン98によりシステムソフトウェア書き込み装置99を拡張システムCPU101に接続することで、システムソフトウェア書き込み装置99を用いて、拡張システムCPU101によるシステム制御のバージョンアップ、ユーザ毎の設定変更、さらに英独仏語対応などの仕向け地向け設定等に対応したシステムソフトウェアを、ROM116へ書き込み、システムの機能を容易に変更できる。ROM116は、この場合、書き換え可能な不揮発性メモリ（EEPROM）とする。

【0085】また、システムソフトウェア書き込み装置99の代わりに、システムソフトウェアの書き換えをメモリカード113を用いて、メモリカード113からシステムソフトウェアを読み込み書き込んでも良い。

【0086】また、図9に示すように、画像記録ユニット100に代わりに画像記録ユニット100と接続互換のあるバッファユニット131を設けて内視鏡装置1aを構成してもよい。

【0087】このバッファユニット131では、図10に示すように、DSP47から出力された映像信号124をビデオバッファ132に入力した後、表示装置10のLCDパネル等へ出力し、観察画像が表示する。また、マイク21からの音声信号121がバッファユニット131のオーディオバッファ133に入力された後、スピーカ22へ伝達される。

【0088】なお、このバッファユニット131が用いられる場合は、当然システムCPU24がマスタとなり装置全体を制御する。

【0089】このようなバッファユニット131を使用



することで、システムが異なっても共通の操作性を実現でき、ユーザの操作性を高めることができる。また、バッファユニット131を画像記録ユニット100と接続互換にしているので、拡張システムでは、バッファユニット131が画像記録ユニット100に置き換わり、高機能化できるのでシステムサイズを増やすことなく機能拡張できる内視鏡装置が実現できる。

【0090】第3の実施の形態：図11ないし図13は本発明の第3の実施の形態に係わり、図11は内視鏡装置の構成を示すブロック図、図12は図11の内視鏡装置の変形例の外観を示す外観図、図13は図12の内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【0091】第3の実施の形態は、第2の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0092】（構成・作用）図11に示すように、本実施の形態の内視鏡装置1bでは、システムCPU24を有する制御ユニット23をなくし、システムCPU24の機能全てを画像記録ユニット100の拡張システムCPU101に持たせて構成される。その他の構成・作用は第2の実施の形態と同じである。

【0093】（効果）このように本実施の形態では、第2の実施の形態の効果に加え、拡張システムCPU101にシステムCPU24の機能全てを持たせているので、制御ユニット23がなくなると内視鏡装置をより簡単に構成することができる。

【0094】なお、図12及び図13に示すように、拡張システムCPU101に信号ライン151により外部PC152を接続することができるようにしてもよい。この場合、信号ライン151における通信は、第1の実施の形態で説明した基本システム25で規定された「通信ルール」に従って行われ、外部PC152はリモートコントローラユニット8の操作を代わり実行できる。なお、信号ライン151は着脱可能なコネクタ151cによりシステムCPU24と外部PC152に接続されている。

【0095】内視鏡装置と外部PC152とをシリアル（RS232C、USB、IEEE1394等）通信にて接続し、これらのシリアル通信を第1の実施の形態で説明した基本システム25で規定された「通信ルール」に従って実行するようにしたので、外部PC152とのシリアル通信により各ユニットが制御され、または各ユニットの機能診断を行うことができ、電動湾曲ユニット17の制御コマンドやデータもこのシリアル通信ラインを用いることにより、外部PC152からシリアル通信ラインを用い、電動湾曲ユニット17の制御ができる。また画像データをシリアル通信ラインで送受信する場合には、USBまたはIEEE1394等の高速通信手段が使え、外部PC152との間で効率良くデータ伝送できる。

【0096】第4の実施の形態：図14ないし図18は本発明の第4の実施の形態に係わり、図14はCCD駆動方式を説明する第1の図、図15は図14のCCD駆動方式を説明する第2の図、図16は図14のCCD駆動方式を説明する第3の図、図17は図14のCCD駆動方式を説明する第4の図、図18は図14のCCD駆動方式を説明する第5の図である。

【0097】ところで、従来の内視鏡の先端に内蔵されるCCDで、正負両電圧パルスの駆動信号が必要な場合は、CCU（＝カメラコントロールユニット）側の方から、あらかじめCCDの要求電圧に応じた正負両電圧パルスを送出していた。

【0098】この場合は、CCU側の方で、正電圧電源と負電圧電源の両電源を作成し、CCDを駆動する必要があった。この為に、CCUの駆動回路に正負両電圧パルスを発生する回路が必要であり、CCUのサイズが大きくなってしまった。

【0099】また、正負両電圧パルスをCCDに入力する工夫として、内視鏡の先端部に正負両電圧パルスに変換する正負両電源の集積回路を設ける手段もあった。しかし内視鏡の先端部に正負両電圧を供給する必要があると共に内視鏡先端部に内蔵する集積回路の正負両電圧を安定化するバイパスコンデンサの正電圧用と負電圧用で二つ必要になっていた。さらに、内視鏡内に配線する信号線も正負両電圧用の電源線を別々に必要としており、内視鏡の細さを決定する信号線本数の制約面でも本数が多くなり、内視鏡挿入部の太さを決める上で不利であった。

【0100】図14、図15さらに図16を用いて、従来例を説明する。

【0101】図14は、CCU206からCCD204を直接駆動する例を示している。正負両電圧駆動パルス発生回路212は、CCU206からCCD204を駆動するドライブ回路である。この駆動方式は、CCD204を内蔵するスコープ先端部の構成をシンプルにできるメリットがあるが、内視鏡特有の極細信号線を用いて駆動パルスを伝送するので、図14に示すように、ケーブル駆動パルス213の波形はCCU206からCCD204に到達する間に、ケーブルの浮遊容量やインピーダンスの影響により、駆動波形の立ち上がり、立ち下がりが鈍ったものになってしまう。

【0102】CCDを駆動する場合、特にCCD水平転送駆動パルスの波形が鈍ると、CCDの水平転送効率が悪化する。

【0103】従来は、この現象を防ぐ為に、波形強調回路220をCCU206の側に設け、あらかじめ減衰するレベルを考慮し、ケーブル駆動パルス213を送出していた。

【0104】しかし、この波形強調回路を用いても、波形立ち上がりとしち下りの改善には限界があり、どうし

ても波形が鈍ってしまっていた。また、波形強調回路は、波形の立ち上りと立ち下がり強調して送出するので、CCU206側のEMIレベルも増大させていた。

【0105】図14で説明した波形の鈍りを改善するための工夫として、図15では、再生中継用の両電源集積回路214を内視鏡先端部のCCD204のすぐ近傍に配置してある。

【0106】図15に示す従来例では、CCD204に対して、波形の立ち上りと立ち下がり改善したCCD入力正負駆動パルス211を与えるために、再生中継用の両電源集積回路214にて、CCUからの駆動パルス(5)を再生中継している。

【0107】図16に再生仲介の様子を示す。再生中継用の両電源集積回路214は、CCU206からの駆動パルス205の波形が鈍っているのを、これを波形再生中継し、パルスの立ち上り立ち下がり特性を改善したCCD入力正負駆動パルス211を作成している。

【0108】この図15の従来例では、再生中継用の両電源集積回路214に正負両電源電圧を与える必要があり、CCU206から正電圧電源線216、負電圧電源線217を用いている。

【0109】これら正負両電圧電源を再生中継用の両電源集積回路214に供給する場合、極細ケーブルを用いて電源供給される為に、内視鏡先端部の電源端子インピーダンスが高く、電源電圧が不安定になる。

【0110】このために通常電源インピーダンスを下げ、電源電圧の安定化のために、両電源用バイパスコンデンサ215を必要としていた。

【0111】なお、正電源電圧発生回路218、負電源電圧発生回路219はCCU206側から電源電圧を供給する電源電圧発生回路である。

【0112】以上述べて来たように、従来例では、図14に示すような、CCU側から直接CCDを駆動する方法の場合は、どうしても駆動波形が鈍りCCDの水平転送効率が劣化していた。

【0113】これを改善するために、図15に示すように、内視鏡先端部に再生中継用の集積回路を設けたが、正負両電圧パルスを作成するために、この両電源用集積回路用の正負電源線が必要になり、スコープ径に影響を与えると同時に、内視鏡先端部の正負電源電圧安定化のための正負バイパスコンデンサが必要になり、先端部構造が複雑化して先端部が大型化し内視鏡硬質部の長さに影響が出ていた。

【0114】そこで、本実施の形態では、正負両電源駆動パルスを必要とするCCDを内蔵する内視鏡の場合、CCUの駆動回路を複雑化することなしに、内視鏡先端部の回路も簡単化し小型化を図り、かつ内視鏡挿入部内の信号線数も増えず、細径化のできる内視鏡のCCD駆動方式について説明する。

【0115】図17において、内視鏡装置300は、再

生中継用の単電源集積回路301、片電源用バイパスコンデンサ302、ACカップリングコンデンサ303、CCD304、CCU306、単電源電源電圧線307、単電源CCU駆動回路308、SSG309、+2Vcc電源回路310とから構成される。

【0116】本実施の形態の構成では、CCU306のSSG309で発生するパルスを発生している。このパルスを、単電源CCU駆動回路308に入力し、駆動パルス305を生成している。

【0117】この駆動パルス305を再生中継用の単電源集積回路301に入力し、駆動波形の立ち上り立ち下がり特性を改善した単電源パルス312を生成する。この単電源パルス312をACカップリングコンデンサ303を介して、CCD入力正負駆動パルス311をCCD304へ入力している。+2Vcc電源回路310は、CCU306に内蔵される再生中継用の単電源集積回路301用の電源電圧を内視鏡先端部に単電源電源電圧線307を介して伝送している。

【0118】尚、片電源用バイパスコンデンサ(2)は、先端部の+2Vcc電圧を安定化する為のコンデンサである。

【0119】図18を用いて、再生中継用の単電源集積回路301の動作を説明する。駆動パルス305を入力された再生中継用の単電源集積回路301は、0~+2Vcc(V)の立ち上り立ち下がり特性が改善された単電源パルス312に変換される。この単電源パルス312をACカップリングコンデンサ303に通すことにより、DCバイアスをシフトさせ、CCD入力正負駆動パルス311を生成している。

【0120】このように本実施の形態では、単電源の駆動パルスをいったん単電源の再生中継用の集積回路に入れた後にACカップリングコンデンサを介して、正負駆動パルスを生成しCCDに入力している。

【0121】本実施の形態の場合、内視鏡先端部に内蔵する電源電圧安定化のバイパスコンデンサは、一つでよく正負両電源の二つより削減できており、小型化に適している。また、内視鏡先端部の再生中継用の集積回路の様に伝達する必要のある電源線は、単電源用の1本で良く、正負両電源の2本に比べ改善しており、内視鏡スコープ挿入部の外径を決定する信号線数を減らし、細径化が実現できている。

【0122】すなわち、本実施の形態では、ACカップリングコンデンサを介して、正負駆動パルスを生成しCCDに入力しているので、内視鏡先端部に内蔵する電源電圧安定化のバイパスコンデンサは、一つでよく内視鏡先端部の小型化に適しており、内視鏡先端部の硬質部長を短くできる。

【0123】また、内視鏡先端部の再生中継用の集積回路の様に伝達する必要電源線は、単電源用の1本として、内視鏡の挿入部の外径を決定する信号線数を減ら

10

20

30

40

50

し、細径化が実現できる。

【0124】〔付記〕

(付記項1) 内視鏡先端部に設けられたCCDと、前記CCDを駆動すると共に前記CCDからの撮像信号を信号処理する信号処理手段とを備えた内視鏡装置において、前記内視鏡先端部に設けられた前記信号処理手段からの駆動パルスを再生中継する単一電源で動作する集積回路と、前記集積回路の出力の再生中継された前記CCD駆動パルスをACカップリングするコンデンサとを備えて、前記CCDを駆動する正負両電圧駆動パルスを生成することを特徴とする内視鏡装置。

【0125】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、各装置の複雑な機能を統合し使い易さを向上させることができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡装置の外観を示す外観図

【図2】図1の内視鏡装置の構成を示すブロック

【図3】図2のシステムCPU24の内部構成を示すブロック図

【図4】図2の信号ラインにおける通信ルールを説明する説明図

【図5】図1の内視鏡装置の変形例を示す図

【図6】本発明の第2の実施の形態に係る内視鏡装置の外観を示す外観図

【図7】図6の内視鏡装置の構成を示すブロック図

【図8】図6の内視鏡装置の第1の変形例の構成を示すブロック図

【図9】図6の内視鏡装置の第2の変形例の外観を示す外観図

【図10】図9の内視鏡装置の構成を示すブロック図

【図11】本発明の第3の実施の形態に係る内視鏡装置\*

\*の構成を示すブロック図

【図12】図11の内視鏡装置の変形例の外観を示す外観図

【図13】図12の内視鏡装置の構成を示すブロック図

【図14】本発明の第4の実施の形態に係るCCD駆動方式を説明する第1の図

【図15】図14のCCD駆動方式を説明する第2の図

【図16】図14のCCD駆動方式を説明する第3の図

【図17】図14のCCD駆動方式を説明する第4の図

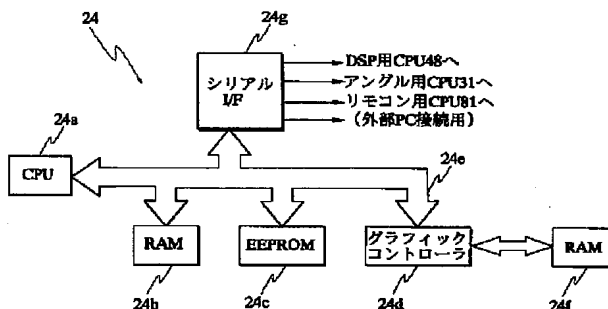
【図18】図14のCCD駆動方式を説明する第5の図

【図19】従来の内視鏡装置の構成を示す構成図

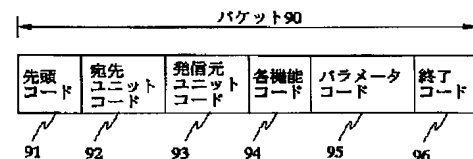
【符号の説明】

- 1…内視鏡装置
- 3…工業用内視鏡
- 4…ドラム部
- 6…フロントパネル
- 8…リモートコントローラユニット
- 10…表示装置
- 15…光源ユニット
- 16…CCU
- 17…電動湾曲ユニット
- 18…ドラム回転VR
- 19…電源ユニット
- 23…制御ユニット
- 24…システムCPU
- 25…基本システム
- 26…ROM
- 31…アングル用CPU
- 41…CCD
- 47…DSP
- 48…DSP用CPU
- 81…リモコン用CPU
- 85、86、87…信号ライン

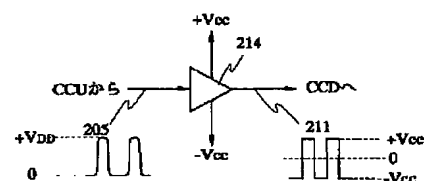
【図3】



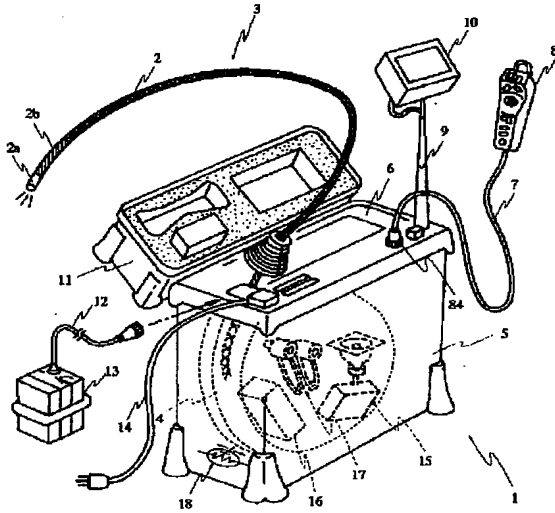
【図4】



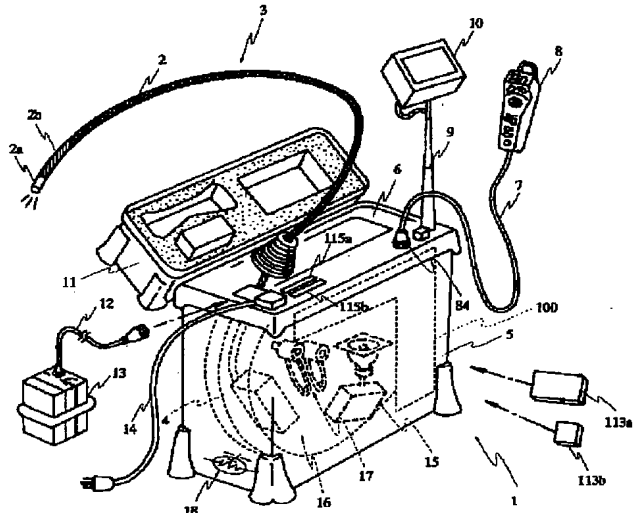
【図16】



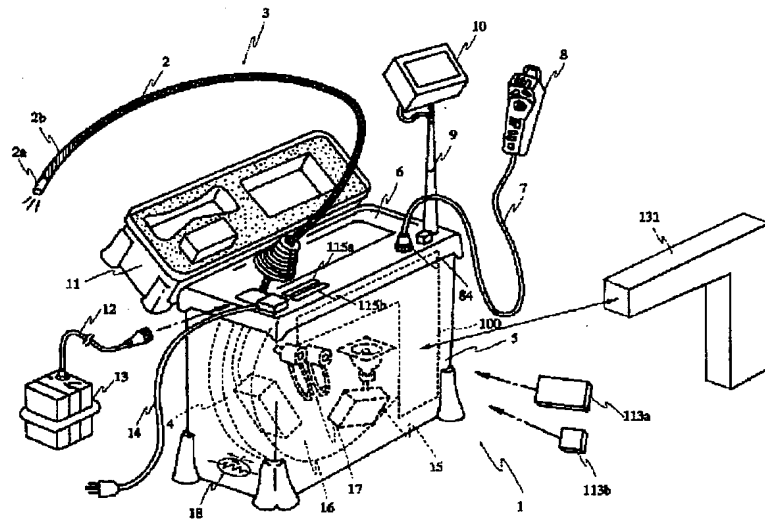
【図1】



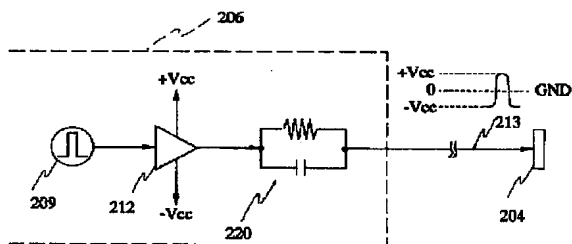
【図6】



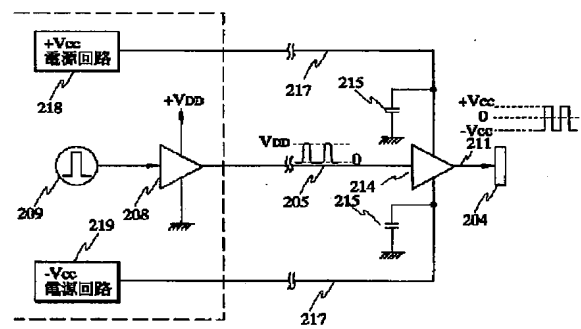
【図9】



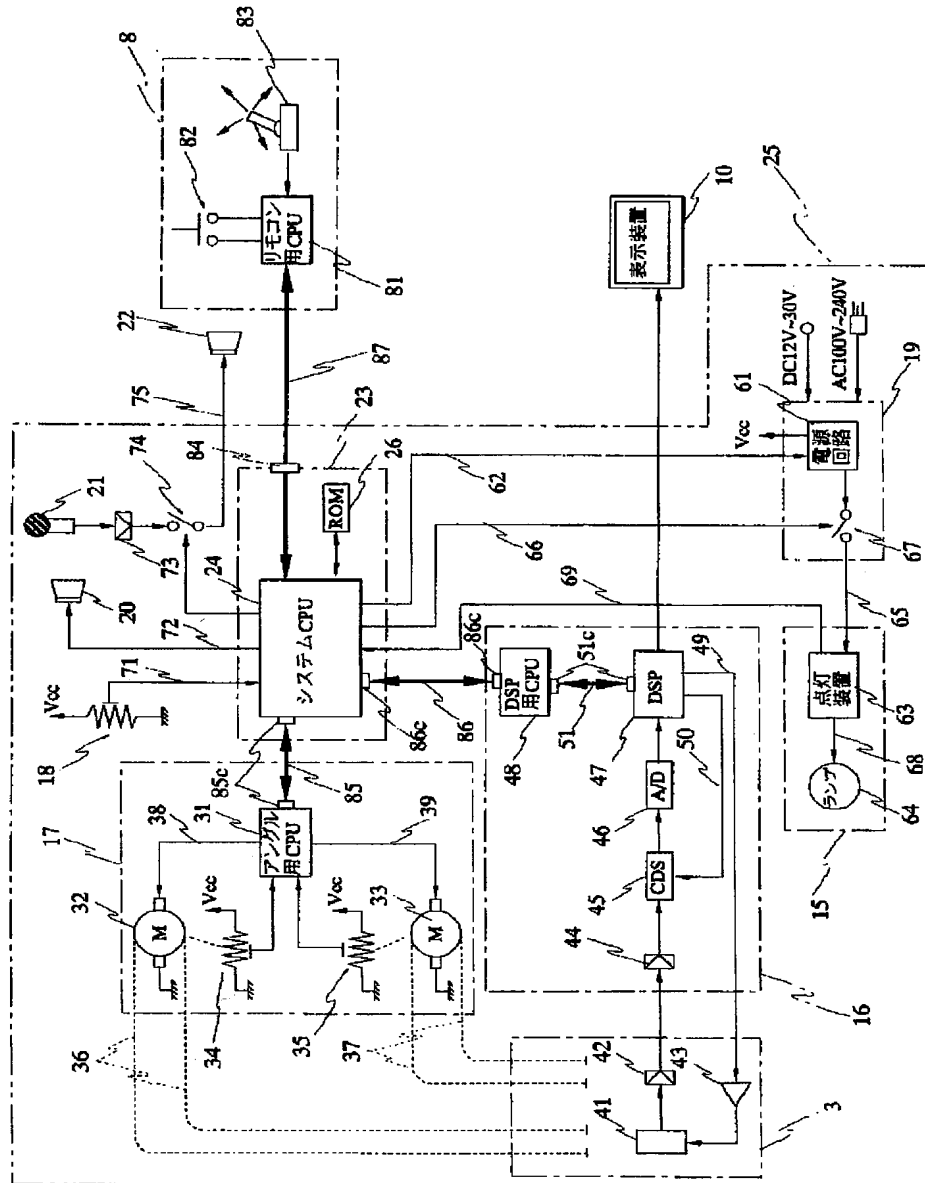
【図14】



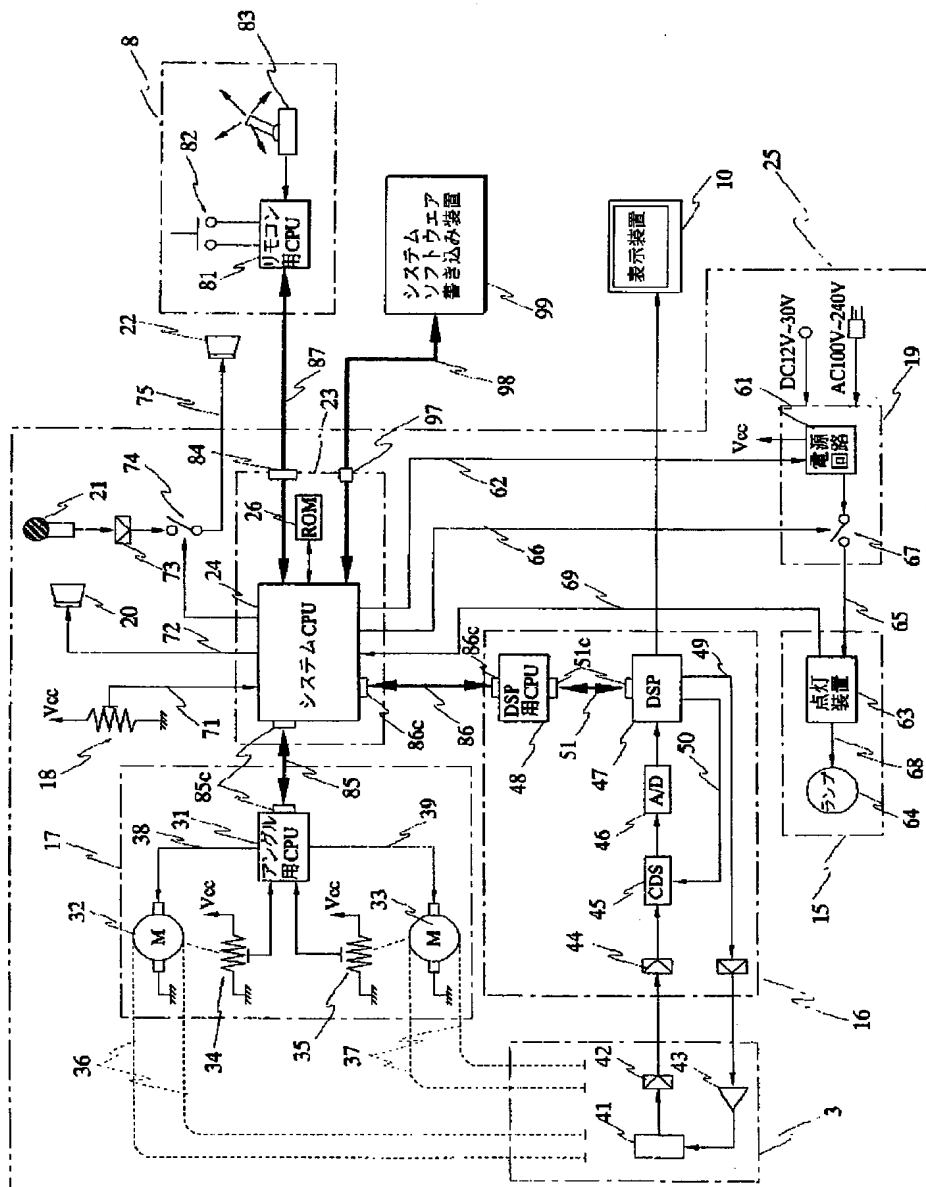
【図15】



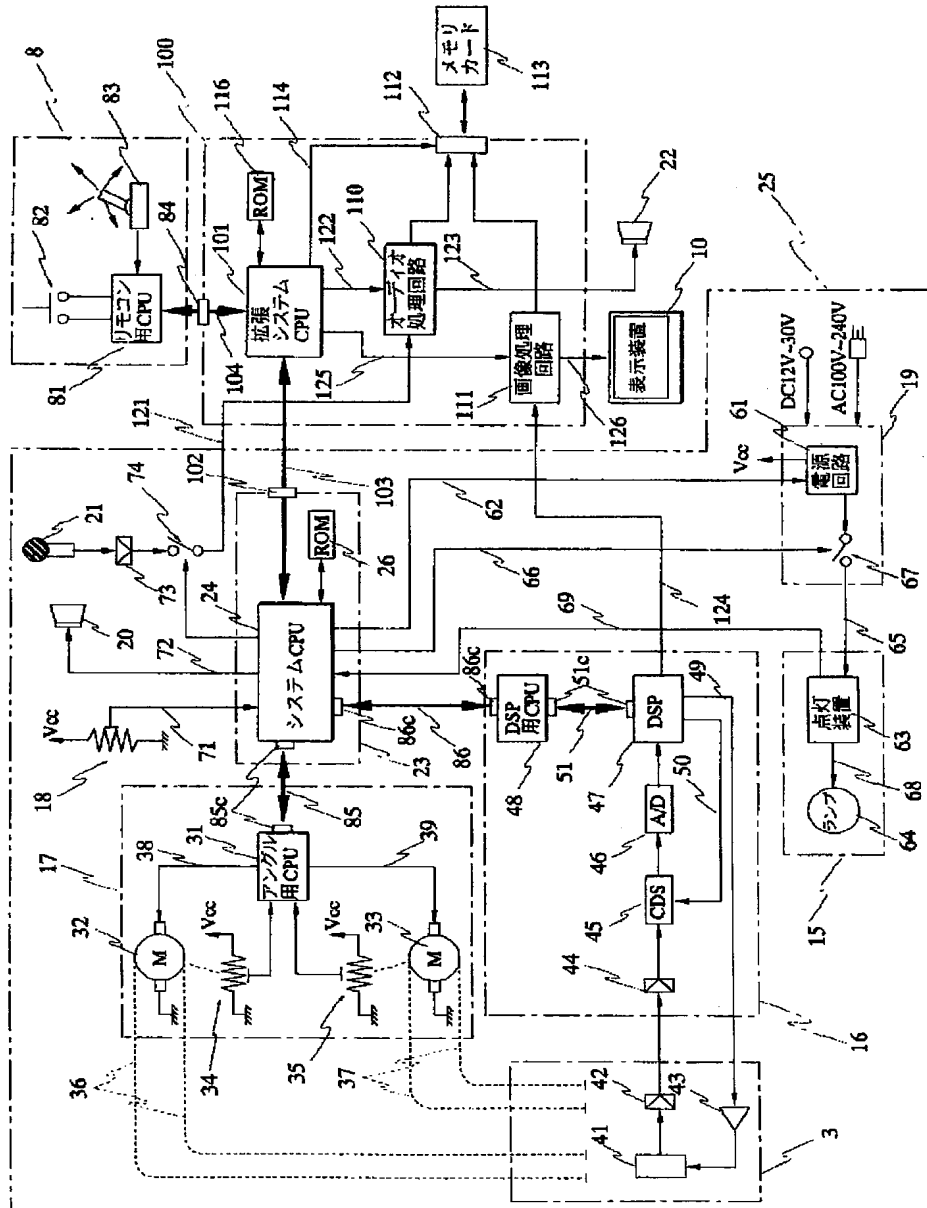
【図2】



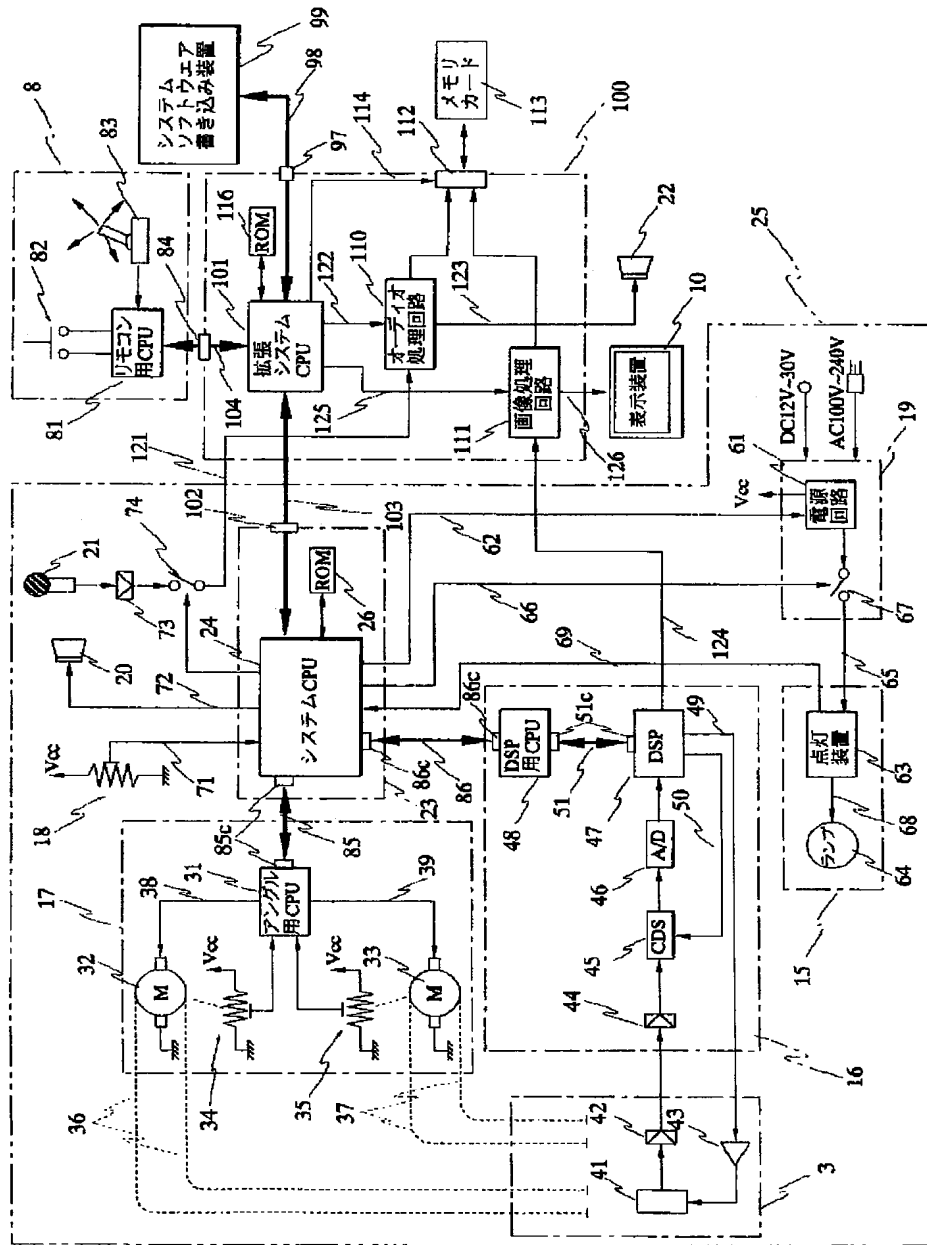
【図5】



【図7】

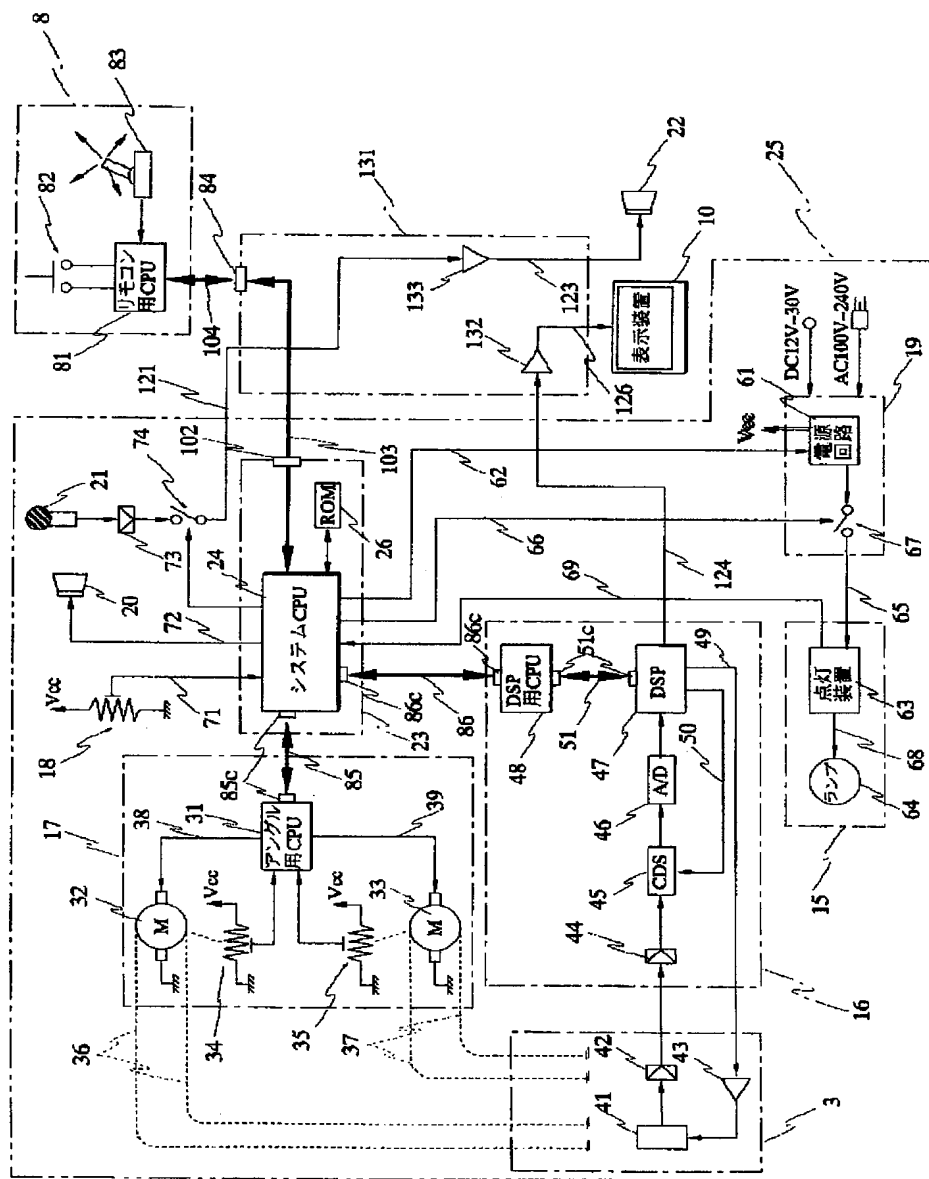


【図8】

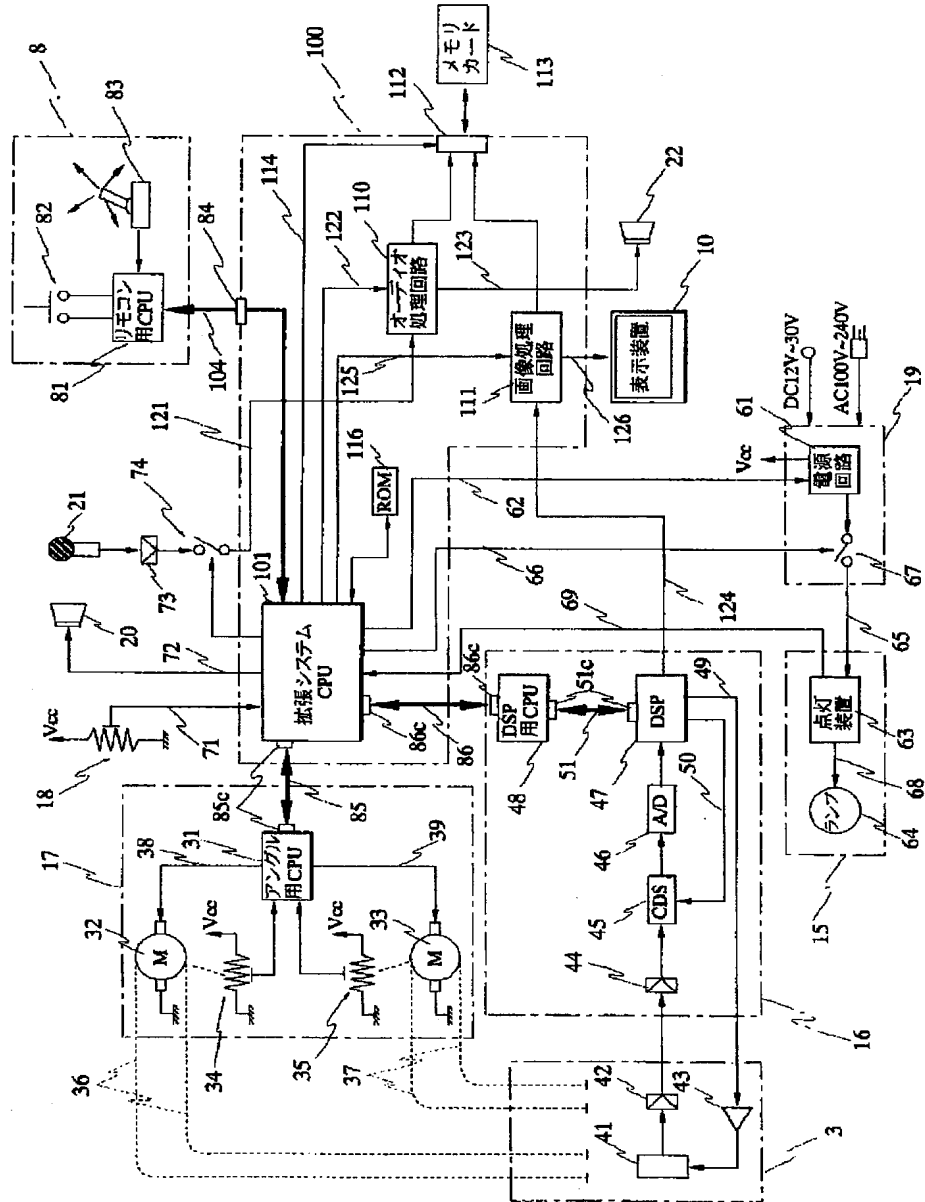




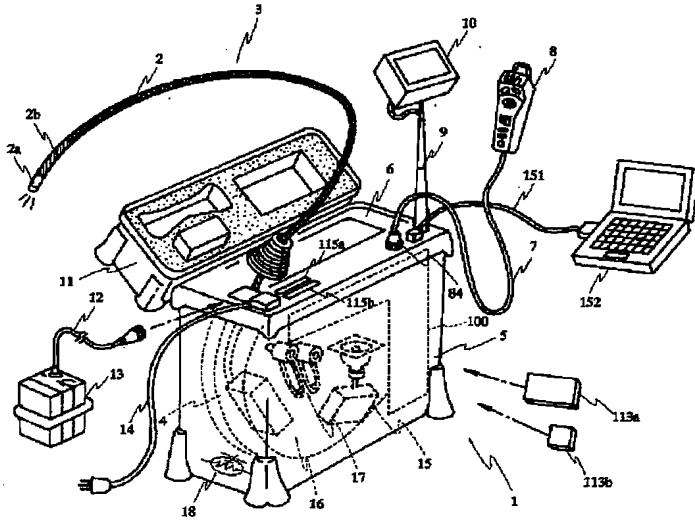
【図10】



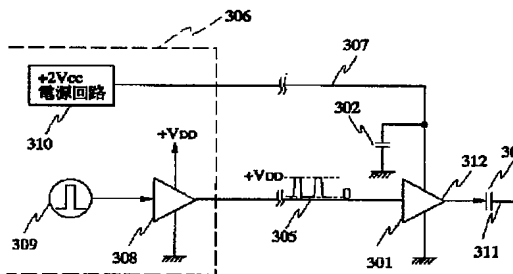
【図11】



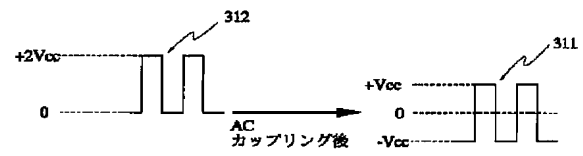
【図12】



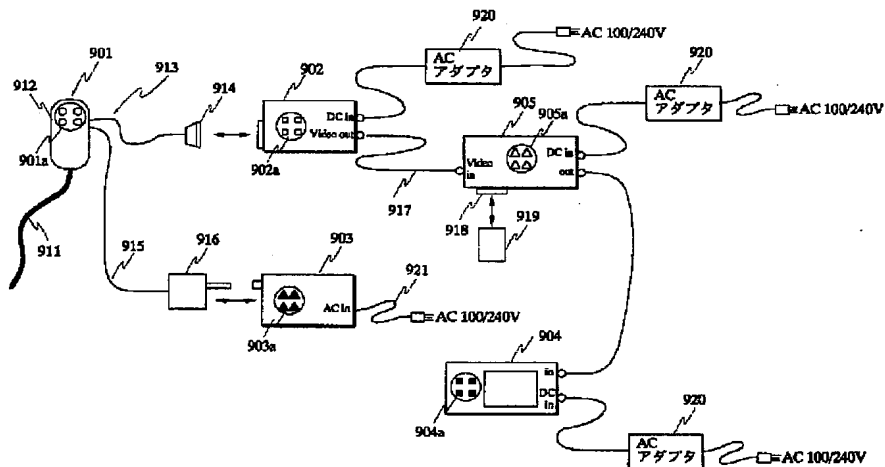
【図17】



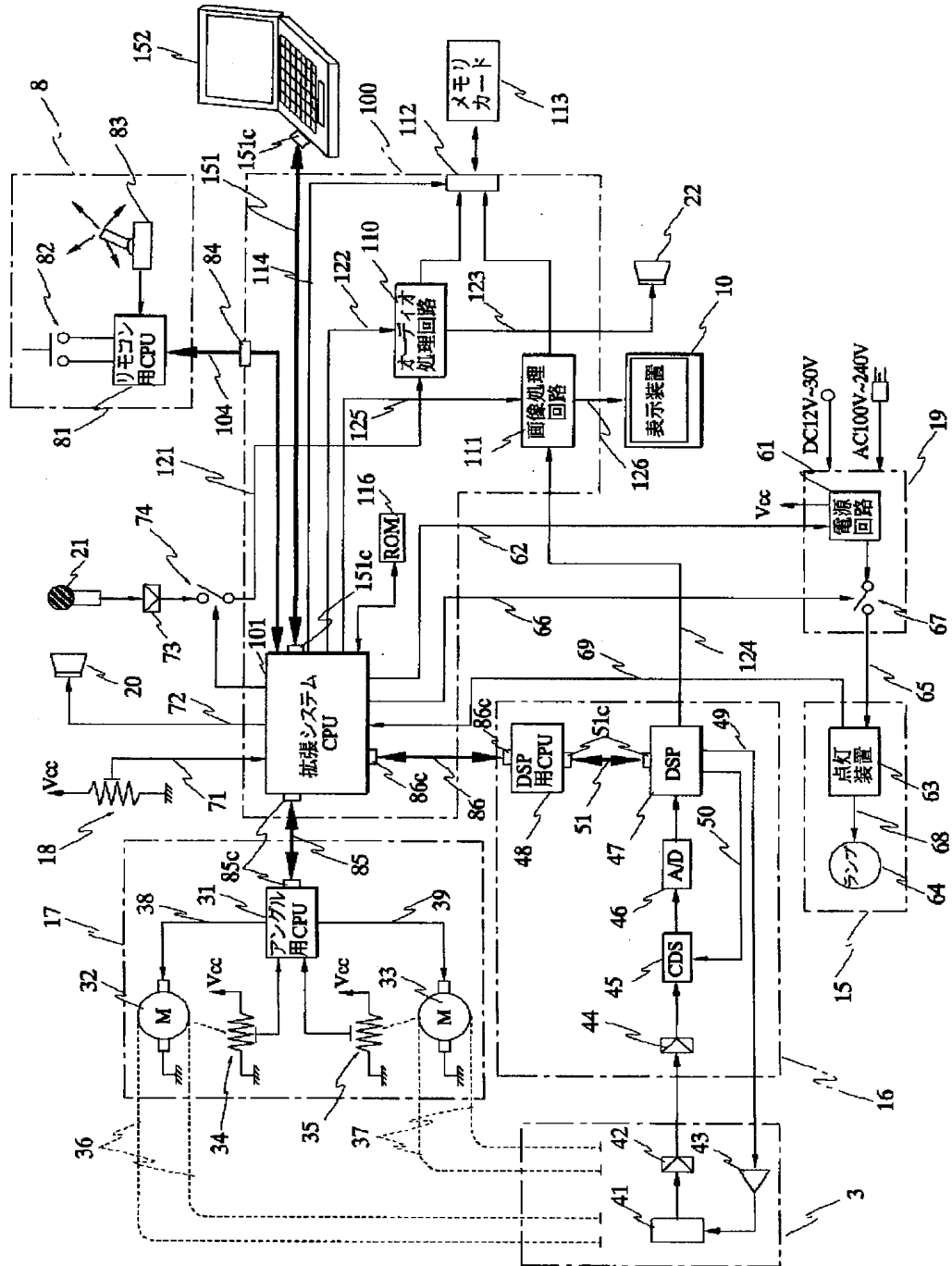
【図18】



【図19】



【図13】



フロントページの続き

(72)発明者 大野 光伸  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 石村 寿朗  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内  
F ターム(参考) 2H040 DA22 DA43 DA51 GA02  
4C061 AA00 AA29 CC06 HH47 JJ19  
LL02 NN01 NN05 SS01 SS04  
SS11 SS12 VV03 YY02 YY18